

## 機能的電気刺激 (FES) システムの制御命令としての耳介動作の検討\*

真狩 弘夫\*\*・村上 肇\*\*・渡辺 高志\*\*・星 宮 望\*\*・半田 康延\*\*\*

### 1. はじめに

交通事故等による脊髄損傷や脳卒中などにより、中枢に傷害を受けると、重度の四肢麻痺症状を呈することがある。現代医学をもってしても、この中枢の傷害の外科的治療は不可能とされており、麻痺肢の機能回復は困難を極めている。特に、重篤な症状の患者においては、装具、手術等の医学的施術ではいかなる効果も期待できない場合もある。そこで、四肢の機能再建の有効な手法の一つとして、機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: FES) が注目を集めている。FES は、興奮性を維持している末梢の神経・筋系に電気刺激を与えることで、麻痺した四肢機能の再建を行う手法である<sup>1)</sup>。

一般に FES システムの操作には、使用者の残存機能が利用されている。この場合、比較的煩雑なシステム操作が求められることから、呼吸<sup>2)</sup>や音声<sup>3)</sup>、手指の動作<sup>1)</sup>など、残存機能の中でも随意性の高いものを制御命令に割り当てることが多い。しかしながら、随意性の高い残存機能は、日常生活において重要な役割を果たしており、頻繁に利用される。従って、この方法では、機能再建を行う際に、利用価値の高い残存機能の使用を制限することになる。

この問題の解決の手段として、筆者らは、「耳の動き」の利用を提案する。すなわち、耳介の動きという、重要度の低い動作を制御命令に割り当てることで、利用価値の高い随意機能を占用しない動作再建が期待される。耳介を動かす筋には、前耳介筋、上耳介筋、後耳介筋の三つがある。本研究では、周辺の頭髮が少ないため、筋自体の活動の計測が比較的容易な後耳介筋に着目することにし、これ以降、後耳介筋の収縮による耳介の動きのことを、特に「耳介動作」と呼ぶ。FES システムの制御への耳介動作の利用には、次のような利点がある。

- ①耳介動作には明確な用途がないため、制御命令として占用しても、他の機能を損なうことがない。
- ②耳介動作は頭部において行われることから、重度の脊髄損傷患者でも残存しうる。
- ③後耳介筋は耳介の後部に存するため、測定装置等を設けても目立たない。

また耳介動作は、FES システムの制御命令としてのみでなく、環境制御機器をはじめとする種々の福祉機器の入力方法としての応用も期待できる。

本稿では、耳介動作を FES システムに利用することを目的として、以下の三つの点について述べる。一つは適用対象の拡大の可能性である。耳介動作は、必ずしもすべてのヒトが行える動作ではない。耳介動作を行える者が少ないことは、本方法の適用が可能となる患者が少ないことを意味し、実用化への大きな障害となり得る。本稿では、電気刺激や筋電図 (electromyogram: EMG) フィードバックを用いた訓練により、耳介動作能力の獲得が可能であることを確認し、適用対象を拡大できることを示す。二つめは耳介動作の検出における他の動作からの影響である。本研究では、耳介動作の検出に、後耳介筋の EMG の利用を想定している。しかし、予備的に行った後耳介筋の EMG の測定において、頸部・顎部の動作に関連した雑音が観測された。本稿は、後耳介筋の EMG の測定における、これらの動作による雑音を分析し、EMG を利用した耳介動作検出に対する、それらの影響の除去が可能であることを示す。三つめは耳介動作の基本的性質である。耳介動作を制御命令として利用するにあたっては、その性質を考慮した利用方法を考える必要がある。そこで、特に考慮が必要と思われる疲労特性・反応時間の二つを測定し、これらを基に耳介動作の利用方法について考察する。

### 2. 耳介動作能力の獲得

一般に耳介筋群の筋は、ヒトではその機能を失っている<sup>4)</sup>とされており、このことは、耳介動作を行える者が少ないことを意味する。耳介動作を FES システムの

\* 1994 年 4 月 15 日受付, 1994 年 6 月 13 日改訂

\*\* 東北大学工学部

\*\*\* 東北大学医学部

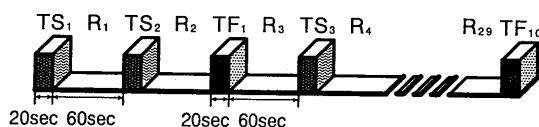
制御に利用するにあたって、このことは大きな障害となりうる。そこで、本章では、訓練による耳介動作能力の獲得について述べる。この訓練の被験者は全く耳介動作を行えないことから、動作の発現自体についての学習が必要となる。そこで、動作の発現を容易にする目的から、耳介の動作閾値以下の電気刺激を後耳介筋に与える手法を用いた。このような役割の電気刺激は、根武谷ら<sup>5)</sup>が片麻痺肢の治療システムに用い、その有用性を実験的に明らかにしている。さらに、被験者が後耳介筋の活動状況をより正確に把握し、耳介動作の学習に役立てるため、後耳介筋の EMG フィードバックも利用した。

## 2.1 耳介動作能力獲得訓練

被験者は、第1図に示すタイムテーブルに従って、耳介動作能力獲得のための訓練を1日1セット行なった。訓練1セットは、20秒の耳介動作の練習30回からなる。これらは、耳介動作の生じる電圧(動作閾値)以下の振幅の電気刺激を後耳介筋に与えながら行う TS と、後耳介筋の EMG フィードバックを伴う TF とで構成されており、被験者は前者2回と後者1回を交互に行なった。また、TF、TS とも、1回につき60秒の休憩(R)を設けた。なお、TF では電気刺激は行わなかった。

本訓練で使用した実験装置を第2図に示す。(A)に示すように、TS での電気刺激は負性電圧パルス列で、その振幅は動作閾値の90%とした。これを、刺激装置から後耳介筋上の皮膚と耳朶に貼付した表面電極を通して後耳介筋に与えた。TF での EMG フィードバックは、(B)に示す装置で行なった。後耳介筋の EMG の誘導には、双極誘導法を採用した。関電極は刺激電極を兼用し、不関電極は前額部に貼付した。誘導した EMG は、帯域通過フィルタを経て、整流・平滑化の後に、CRT ディスプレイ上で被験者にフィードバックした。なお、いずれの被験者も、右側の耳介のみで訓練を行った。

訓練の成果を評価するために、各セットの前後に、



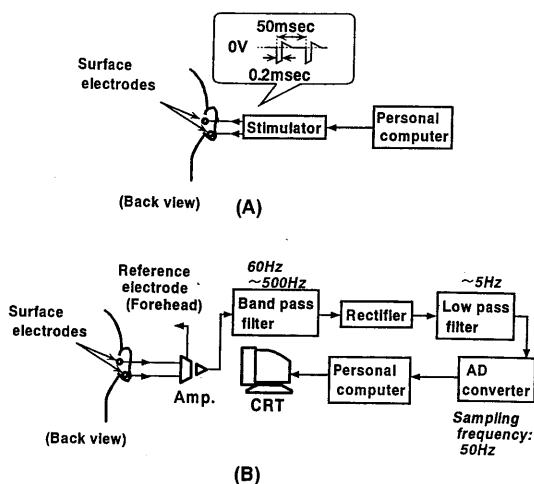
第1図 耳介動作能力獲得訓練のタイムテーブル

Fig. 1 Timetable of training to acquire the auricular movement

TS<sub>i</sub>: training with electrical stimulation (20 sec), TF<sub>i</sub>: training with EMG feedback (20 sec), R<sub>i</sub>: rest (60 sec).

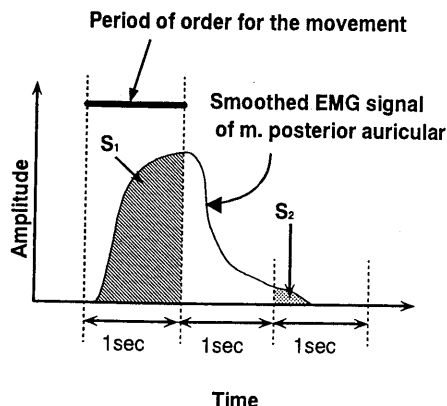
後耳介筋の整流・平滑化 EMG を測定した。その測定に際し、CRT ディスプレイ上に、2秒間隔で1秒の合図を3回提示し、それに合わせて耳介動作を行うよう、被験者に指示した。この測定結果をもとに、以下の条件により耳介動作の獲得を判定した。

- ①合図に同期した耳介動作が行われていることを、験者が視認できること。
- ②1回の合図の提示されている区間中に得られた整流・平滑化 EMG の積分値  $S_1$  と比較して、その合図終了の1秒後からの1秒間の区間における EMG の積分値  $S_2$  が10%以内であること (第3図参照)。
- ③上記の二つの条件がセットの前後の計6回の合図

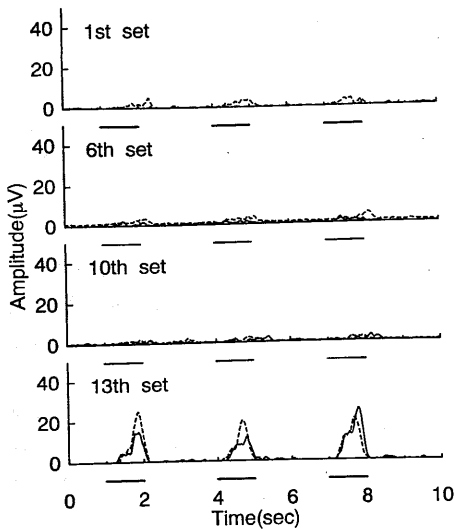


第2図 訓練に使用した実験装置

Fig. 2 Experimental apparatus for the training  
(A) Training with electrical stimulation  
(B) Training with EMG feedback



第3図 筋活動の随意的制御能力の評価  
Fig. 3 Evaluation of voluntary control ability of muscle activation



第4図 訓練過程で測定された後耳介筋の平滑化 EMG 波形

Fig. 4 Smoothed waveforms of EMG signals of m. posterior auricular which were measured before and after training set  
The subject was ordered to move his auricula for the period shown by thick line.  
—: before training, ...: after training.

すべてに当てはまること。

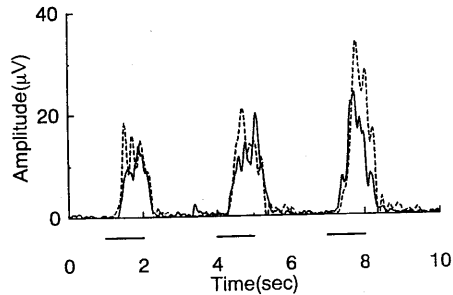
反対に、耳介動作能力獲得失敗の条件は、14セットの訓練を行っても、上記の条件が満たされないこととした。

この実験の被験者は、健常男子3名(23~25歳)で、いずれも過去に耳介動作が行えない者であった。

## 2.2 実験結果

訓練期間中に測定された後耳介筋の整流・平滑化 EMG 波形の典型例を第4図に示す。図中の太線は、耳介動作の合図を提示した区間を示している。訓練の初期には EMG を観測できなかったが、訓練を経ると、明確な振幅が現れるようになった。13セットめには、前節の条件をすべて満たしたため、この被験者は耳介動作能力を獲得したとみなし、このセットで訓練を終了した。なお、被験者3名中2名が耳介動作能力獲得に成功した。

また、獲得後の耳介動作能力の保持についての確認を行った。第5図は耳介動作能力獲得直後とその8ヵ月後に、前述の合図に合わせて行った耳介動作時の後耳介筋の整流・平滑化 EMG である。この被験者は8ヵ月間、耳介動作のための訓練を全く行っていなかったにもかかわらず、合図に同期した耳介動作がみられた。さらに、第5図に示すように、合図提示時の明確な EMG と、提示後1秒以内のその消失も観測されて



第5図 能力獲得直後とその8ヵ月後に測定された後耳介筋の平滑化 EMG 波形

Fig. 5 Smoothed waveforms of EMG signals of m. posterior auricular which were measured at the end of the training and after 8 months  
The subject was ordered to move his auricula for the period shown by thick line.  
...: at the last training, —: 8 months after.

おり、耳介動作能力が保持されていることがわかる。

なお、能力を獲得したほかの1名について、獲得から2週間後に同様の測定を行ったところ、明確な EMG が現れ、能力の保持を確認することができた。

以上より、耳介動作能力は、比較的短期間の訓練によって獲得が可能であり、獲得された能力は、一定期間を過ぎても保持される場合があることを確認した。このことは、耳介動作の利用にあたり、耳介動作のできる者が少ないという点に対する改善の可能性を示唆するものと思われる。

## 2.3 本手法における電気刺激の役割

本実験により、耳介動作能力獲得訓練における電気刺激の有効性が実験的に明らかになったが、本研究は、その役割を明らかにすることを主たる目的としていない。本節では、その仮説として、考える二つの役割を挙げる。一つは後耳介筋の位置情報の提示である。訓練中に用いた電気刺激は、すべての被験者において、後耳介筋上の皮膚の感覚閾値以上の強度であった。従って、被験者は、この電気刺激から後耳介筋の位置を容易に認識することができたと思われる。つまり、耳介動作時に注意を集めるべき箇所を明示することになり、訓練の補助になったと解釈できる。二つめとして、電気刺激が後耳介筋の弱い活動を起こし、随意的耳介動作を補助したことが考えられる。随意的筋活動には、運動単位の大きさが小さいほど発火の閾値が低いといった、size principle に従う性質がある。電気刺激による筋活動では、この閾値の序列が反対になることが知られている。従って、十分な筋収縮を呈するにいたらない電気刺激下で、随意的に行われる弱い筋活動の際には、双方により発火する運動単位は異なる

り、筋張力が重畳して得られたと考えることができる。本訓練では、電気刺激の振幅を、耳介動作の閾値の90%に設定したが、この場合、耳介動作には至らなくとも、後耳介筋の一部の筋活動が生じる可能性がある。従って、学習初期で弱い随意的筋活動が可能であるとき、電気刺激による筋活動が加わることで、耳介動作が明確に現れ、この時に生じた機械感覚を増強して、訓練の方向性が確認できたと解釈できる。ただし、この仮説を検証するには、本手法における電気刺激による、閾値の低い運動単位の発火を確認する必要がある。

### 3. 後耳介筋の EMG を用いた耳介動作検出 に対する頸部・顎部の動作の影響

耳介動作を FES システムの制御命令に用いる場合、耳介動作の検出方法の選択が一つの課題となる。測定装置の装着における外観や安定性から、耳介の張力や変位等の、日常生活での継続的な観測は困難であると考えられる。そのため、本研究では、検出方法に後耳介筋の表面 EMG を利用することを想定した。そこで、予備実験として後耳介筋の EMG を測定したところ、耳介動作時に十分な振幅が測定できたが、その反面、頸部の動作(頸の同側回旋)、あるいは顎部の動作(噛みしめ)を行った時に雑音が測定された。本章では、頸部・顎部の動作時に生じる雑音と、随意的に耳介動作を行った際の後耳介筋の EMG (以後、「随意的後耳介筋 EMG」と表記する) を分析し、後耳介筋の EMG を用いた耳介動作検出に対する、これらの雑音の影響について検討する。

#### 3.1 実験方法

頸部の動作(回旋、側屈、前屈、後屈)および顎部の動作(噛みしめ)を行った際に現れる雑音および随意的後耳介筋 EMG を測定し、それらの比較を行った。なお、耳介動作、噛みしめは、最大随意収縮(maximal voluntary contraction: MVC)で行い、顎部の動作では、MVC の場合と、通常の動作と同様に張力に条件を設けない場合の両方を行った。測定時間は動作1回当たり3秒とした。

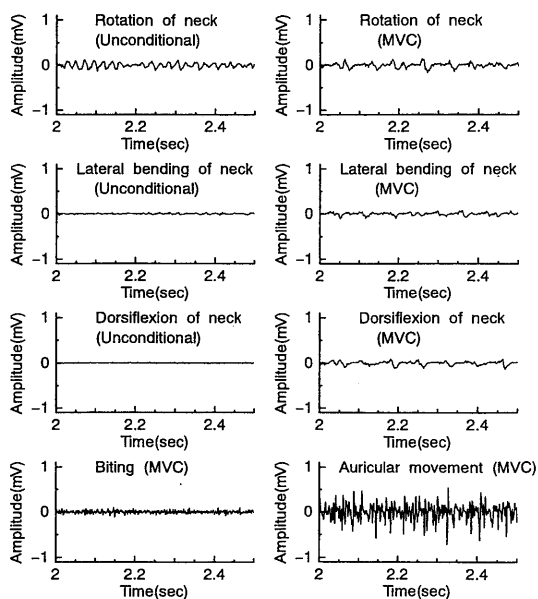
後耳介筋の EMG を測定するために、後耳介筋上の皮膚および耳介に電極を、前額部中央に不関電極をそれぞれ配置した。電極はいずれも表面電極を用いた。これらの電極から誘導された信号を差動増幅した後、帯域通過フィルタを通した。フィルタの通過帯域は15 Hz~1 kHzとした。これは、変位の大きい動作を行う際に、ケーブルの動きによる低周波雑音の混入が考えられること、予備的な測定より、頸部・顎部の動作時に得られる雑音および後耳介筋の EMG がおよそ

500 Hz 以下の周波数成分によって構成されていることから決定した。増幅された信号は、サンプリング周波数 5 kHz で AD 変換して記録した。被験者は耳介動作の可能な健康男子3名(23~25歳)で、うち1名は前章の訓練によって耳介動作が可能になった者である。

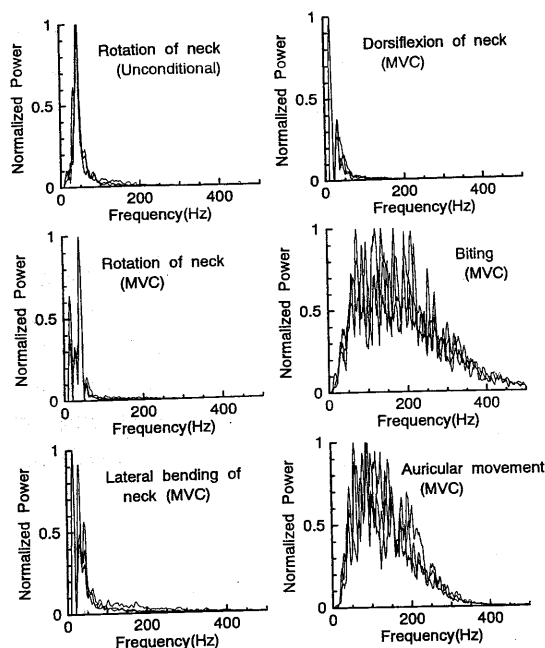
#### 3.2 実験結果

本測定で得られた頸部・顎部の動作時の雑音および随意的後耳介筋 EMG の波形の典型例を、第6図に示す。張力条件なしでの頸の動作では、すべての被験者において、同側回旋時に雑音が観測され、それ以外の動作では明確な雑音が認められなかった。この同側回旋時の雑音の波形は、いずれの被験者でも、随意的後耳介筋 EMG と比較して、波形が粗で、低周波成分が著明であった。また、MVC での頸の動作では、頸の同側回旋以外の動作にも、雑音が観測された例がみられた。それらの波形の概形も、張力条件なしの同側回旋の場合と同様、随意的後耳介筋 EMG と比べ、低周波成分が著明であるという傾向を示した。

測定対象とした全動作のうち、頸の同側回旋(張力条件なし、MVC)、頸の同側側屈(MVC)、頸の後屈(MVC)、噛みしめ時の雑音についてのパワースペクトルの典型例を、随意的後耳介筋 EMG のそれと並べて第7図に示す。これらはいずれも、それぞれ3回の



第6図 随意的後耳介筋 EMG と雑音の波形の典型例  
Fig. 6 Typical waveforms of EMG signal of m. posterior auricular and noises  
The EMG signal was measured during voluntary movement.

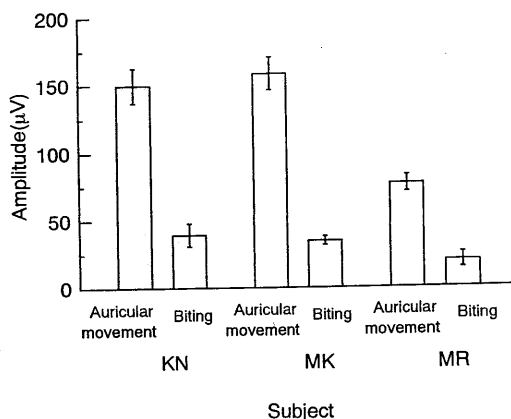


第7図 随意的後耳介筋 EMG と雑音のパワースペクトルの典型例

Fig. 7 Typical power spectra of EMG signal of m. posterior auricular and noises  
The EMG signal was measured during voluntary movement.

試行におけるスペクトルを各々の最大値で規格化し、重ねて示している。この図を見ると、まず、頸の動作時に得られた雑音のパワースペクトルは、いずれも 40 Hz 以下の低周波帯域に集中しており、100 Hz 以上にはほとんど分布しないことがわかる。このことは他の頸部の動作 (MVC) についてもほぼ共通して観察でき、各被験者に共通して観測された特徴であった。それらとは対照的に、随意的後耳介筋 EMG や噛みしめ時の雑音は、各被験者とも共通して 20~400 Hz に広く分布している。以上の特徴を踏まえると、後耳介筋の EMG を用いた耳介動作検出に対する頸部の動作時の雑音の影響は、高域通過フィルタを用いることで抑制することが可能であると言える。

一方、第6図より噛みしめ時の雑音の波形は、すべての被験者で随意的後耳介筋 EMG と比べて振幅が小さかった。噛みしめ (MVC) 時の雑音および随意的後耳介筋 EMG の整流・平滑化波形における最大値を第8図に示す。数値はいずれも 10 回分の加算平均である。なお、平滑化には 1 Hz の低域通過フィルタを用いた。これより、随意的後耳介筋 EMG の場合と比べると、噛みしめによる雑音は、いずれの被験者においても、その最大値が有意に下回っており、およそ 1/3 程



第8図 随意的後耳介筋 EMG と雑音の平滑化波形の最大値 (平均値±標準偏差)

Fig. 8 Maximum amplitude of smoothed waveforms of EMG signal of m. posterior auricular and noises (mean±standard deviation)  
The EMG signal was measured during voluntary movement.

度であることがわかる。このことから、噛みしめ時の雑音の最大振幅より十分に大きな値の信号のみを随意的後耳介筋 EMG として扱うことで、後耳介筋の EMG を用いた耳介動作検出に対する、噛みしめ時の雑音の影響の除去が可能になると言える。

#### 4. 後耳介筋の疲労特性および反応時間

耳介動作を実際に FES システムの制御命令に利用する場合、その基本的特性を考慮した利用方法の検討が不可欠である。FES システムを日常的に利用する場合、長時間の使用や実時間の反応を要求されるため、疲労特性や反応時間についての把握が特に必要となる。ところが、耳介動作は日常、頻繁に使用されていないことから、これらの点については従来明確にされていない。そこで本章では、耳介動作の疲労特性、反応時間についての測定を行い、この結果を基に、耳介動作の利用方法について考察する。なお、今回は、処理の簡易性から、耳介動作を 2 値的に用いることを前提とした。また、疲労特性については、現行の FES システムの制御命令の提示方法を考慮して、持続的動作と断続的動作の二つの動作において検討を行った。

##### 4.1 実験方法

耳介動作の検出には後耳介筋の整流・平滑化 EMG を用いた。まず、耳介動作を 2 値の信号として扱うため、予め各被験者の後耳介筋の表面 EMG の整流・平滑化波形の最大値の 50% を閾値と定義し、この閾値以上の振幅の波形の出現を耳介動作とした。なお、この閾値の設定は、3 章の噛みしめ時の雑音測定の結果を

参考にした。これをもとに、耳介動作の疲労特性および反応時間を以下の方法により測定した。

#### 4.1.1 耳介動作の疲労特性の測定

1) 耳介動作の持続時間 後耳介筋の整流・平滑化 EMG の振幅を閾値以上に維持するように、被験者に指示し、耳介動作の持続可能な時間を測定した。このとき、EMG は、振幅が確率的に変化することから、全体の傾向としては閾値を上回っていても、瞬間的に閾値以下の振幅を示すことが考えられる。そこで、0.5 秒以上連続して閾値以下の振幅が観測されることを、1 回の試行の終了条件とし、各試行において整流・平滑化 EMG が最初に閾値を超えてから終了するまでの時間を「持続時間」と定義し、これを測定した。この測定は、被験者 1 名につき 3 回行った。なお、実際の使用と被験者の集中力を考慮して、実験時間は最大で 1 回当たり 15 分とした。

2) 断続的な耳介動作の回数 CRT ディスプレイから 2 秒周期で与えられる視覚的な合図 1 回につき、耳介動作 1 回を行うよう、被験者に指示し、耳介動作が可能な回数を測定した。この時、耳介動作の持続時間には制限を設けなかった。また、筋疲労以外の要素(被験者の集中力の減退等)を無視するため、被験者が 2 回以上連続して合図に対応した耳介動作を行えないことを、測定の終了の条件とし、この時点までに行った耳介動作の回数を「動作回数」と定義し、これを測定した。この測定は、被験者 1 名につき 1 回行った。なお、前項と同様、実験時間は最大で 15 分とした。

4.1.2 耳介動作の反応時間の測定 乱数的に決めた時刻に発生する合図が与えられてから、耳介動作が行われるまでの時間長を、以下の手順に従って測定した。すなわち、被験者は、CRT ディスプレイから与えられる視覚的な合図 1 回につき、耳介動作 1 回を行い、合図の提示から後耳介筋の整流・平滑化 EMG が閾値を超えるまでの時間を「反応時間」と定義し、これを測定した。このとき、合図の時間間隔は 2~7 秒の範囲の乱数を用いて設定し、被験者が合図の提示時刻を予想できないようにした。この測定は被験者 1 名につき 20 回行った。また、手指を用いて同様の実験を行い、評価の基準とした。また、この場合、合図の提示から利き手の第 1 指によりスイッチを閉じるまでの時間を測定した。

#### 4.2 実験装置

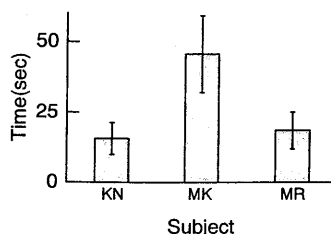
3 章と同様の電極配置で、後耳介筋の表面 EMG を誘導した。それを帯域通過フィルタ (15 Hz~1 kHz) を介した後、整流・平滑化した。平滑化は遮断周波数 1 Hz の低域通過フィルタで行った。これをサンプリン

グ周波数 10 Hz で AD 変換した後、パーソナルコンピュータで処理、記録を行い、CRT ディスプレイで被験者にフィードバックした。

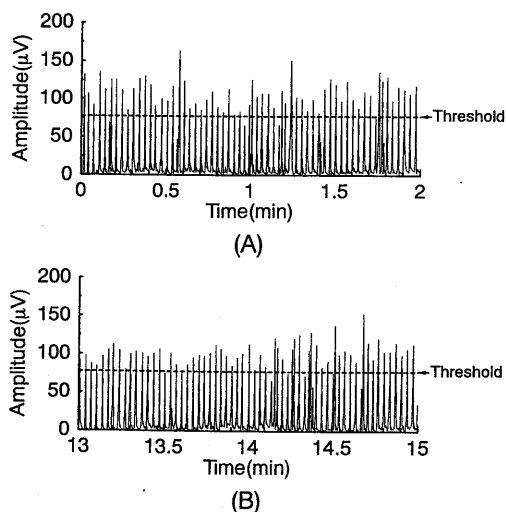
なお、この実験の被験者は、耳介動作が行える健康男子 3 名 (23~25 歳) で、うち 1 名は 2 章での実験において耳介動作を獲得した者であった。

#### 4.3 実験結果

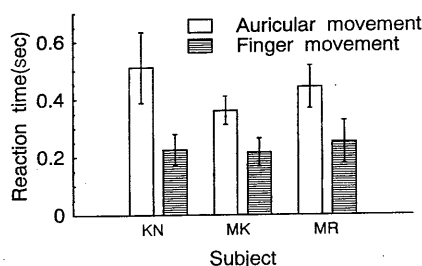
各試行における持続時間の平均値および標準偏差を第 9 図に示す。被験者間や試行間にばらつきはあるが、60 秒以上の持続する安定な耳介動作は望めないことがわかる。また、実験後の被験者の感想には、苦痛を訴える内容があった。一方、動作回数の測定の際に観測された整流・平滑化 EMG の典型例を第 10 図に示



第 9 図 耳介動作の持続時間 (平均値±標準偏差)  
Fig. 9 Duration time of the auricular movement (mean±standard deviation)



第 10 図 断続的耳介動作時の後耳介筋の平滑化 EMG  
Fig. 10 Smoothed waveforms of EMG signal of m. posterior auricular during the intermittent auricular movement  
(A) From the start of the measurement to 2 minutes later.  
(B) From 13 minutes later to the end of the measurement.



第 11 図 耳介動作、手指動作の反応時間 (平均値 ± 標準偏差)

Fig. 11 Reaction time of the auricular movement and finger movement (mean ± standard deviation)

す。縦軸、横軸は整流・平滑化 EMG の振幅、時間を、点線は閾値を、それぞれ示している。(A) は開始から 2 分まで、(B) は開始後 13 分～終了までの整流・平滑化波形を示している。この図からは、振幅や動作の確実性に関する経時変化、すなわち疲労の影響は観察されない。この傾向は、3 名の被験者に共通して観測された。また、被験者 3 名は、いずれも 15 分の断続的な耳介動作を安定して行うことができ、しかも、疲労感を訴える感想はなかった。

測定した反応時間について、平均値および標準偏差を、耳介と手指の両方について第 11 図に示す。この図から、いずれの被験者においても、手指と比べ、耳介の場合の反応時間が有意に長い、双方の反応時間の差は 0.15～0.29 秒であった。

#### 4.4 耳介動作の利用方法の検討

本実験より、疲労特性については、持続的な耳介動作は 1 分以内でしか行うことができないが、断続的には、それと比べてかなりの長時間にわたり行えることが明らかになった。また、反応時間は、手指より若干劣っており、その差は 0.15～0.29 秒であった。これに関しては、筋電制御型動力義手の場合、Hodgins ら<sup>6)</sup>は、EMG が生じてから動作が開始されるまでの遅れが 0.25 秒程度であれば、使用者は遅れとして知覚しないと述べている。このことから、本実験で得られた反応時間は、これと同等の値を示しており、FES システムを筋電制御する場合においても、実用上差し支えない大きさであると思われる。

以上、分単位の持続的耳介動作ができないこと、断続的な耳介動作は比較的疲労しにくいこと、反応時間が十分に短いことから、耳介動作を 2 値の命令として FES システムの制御に用いる場合、動作再建の開始/終了等のような、短時間の命令提示を繰り返す行うといった利用方法が望ましいと思われる。

## 5. ま と め

耳介動作を FES システムの制御命令に利用することを目的として、耳介動作能力の獲得の可能性と、後耳介筋の EMG を用いた耳介動作の検出への頸部・顎部の動作の影響、および耳介動作の基本的性質の 3 点について検討を行った。その結果から、訓練により耳介動作能力を獲得できる場合があること、他の動作の影響を受けることなく後耳介筋の EMG による耳介動作の検出が可能であること、2 値の短時間の連続的な命令提示が可能であることが明らかになり、耳介動作は FES システムの制御命令として利用するに足りる要素をもっていることが示された。

今後の課題としては、耳介動作からの情報量を増すために、以下のような検討も重要である。一つめは、左右の耳介の独立した動作の学習の検討である。耳介動作による 2 組の 2 値の制御命令が実現すれば、耳介動作のみで、肘関節の屈曲・伸展のような、より高度な制御が可能になる。二つめは、耳介動作による多値の状態表現や連続量の表現の検討である。これらにより、複数の部位の制御や、比例制御等への利用が期待できる。

本研究を進めるにあたりご協力いただきました東北大学工学部電子工学科二見亮助教授、大庭茂男氏に感謝する。また、本研究の一部は文部省科学研究費 (一般研究 B)、厚生省長寿科学総合研究費、斉藤報恩会の援助を受けた。記して感謝する。

## 文 献

- 1) 半田康延, 星宮 望: 機能的電気刺激 (FES) による麻痺上下肢の制御, 医用電子と生体工学, 24-1, 1/7 (1986)
- 2) N. Hoshimiya, A. Naito, M. Yajima & Y. Handa: A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients; A respiration-controlled system for multijoint upper extremity, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-36-7, 754/760 (1989)
- 3) 半田康延, 半田 勉, 中土幸男, 八木 了, 星宮 望: 麻痺手制御のための音声制御型機能的電気刺激システム, 医用電子と生体工学, 23-5, 292/298 (1985)
- 4) J. H. Warfel (矢島令子, 小川恵子訳): 筋の機能解剖 第 3 版, 114, 医学書院, 東京 (1988)
- 5) 根武谷吾, 南谷晴之: 治療的電気刺激による片麻痺下肢の機能回復法, 医用電子と生体工学, 30-特別号, 219 (1992)
- 6) B. Hodgins, P. Parker & R. Scott: A new strategy for multifunction myoelectric control, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-40-1, 82/94 (1993)

# Basic Studies on Auricular Movement as a Control Command for Functional Electrical Stimulation (FES) System\*

Hiroo MAKARI,\*\* Hajime MURAKAMI,\*\* Takashi WATANABE,\*\*  
Nozomu HOSHIMIYA,\*\* Yasunobu HANDA\*\*\*

Functional electrical stimulation (FES) has been proposed as a technique that could restore the paralyzed motor functions of the patients who injured their upper motor neurons. In this paper, use of voluntary movement of the auricula was proposed as a control command for FES system. The movement may be used exclusively for controlling FES system, because it is seldom used in daily living. However, the percentage of persons who can move the auricula is small. In order to overcome this difficulty, a method of learning the movement was developed in this paper. The method was a training with electrical stimulation to the posterior auricular muscle and electromyogram (EMG) feedback. Three subjects attempted to learn the movement with this method, and two of them acquired the movement in a short term. Furthermore, in order to detect the auricular movement by EMG signal of the posterior auricular muscle, we studied the influence of other movements on the detection of the auricular movement. Power spectrum of noise during neck movement was distributed in lower frequency than that of the EMG signal. The noise during jaw movement was smaller in amplitude than the EMG signal. These experimental results suggested that the influence of both neck and jaw movements on detection of the auricular movement could be removed by appropriate signal processing. In addition, we also studied about fatigue characteristic of the posterior auricular muscle and reaction time of the auricular movement. It was difficult to move the auricula constantly over 1 minute, but it was probable to move it intermittently for 15 minutes. The reaction time of the movement was a little longer than that of finger movement. These suggested that the auricular movement could give short-time control commands repeatedly to FES system for long term.

---

\* Received on April 15th 1994, Revised on June 13th 1994

\*\* Faculty of Engineering, Tohoku University

\*\*\* Tohoku University School of Medicine